

● مجله دانشگاه علوم پزشکی کرمان، دوره بیست و یکم، شماره ۵، ص ۴۱۵-۴۰۵، ۱۳۹۳

مقاله پژوهشی

بررسی اعتبار مقیاس اصلاح شده Tardieu در اندازه‌گیری اسپاستیسیته عضلات باز کننده زانو بعد از سکته مغزی

نورالدین نخستین انصاری^{۱*}، صوفیا نقدی^۲، مهدی دادگو^۳، مریم صنوبری^۴، سمانه غلامی^۵، آزاده طباطبایی^۵

خلاصه

مقدمه: مقیاس اصلاح شده Tardieu یک مقیاس کلینیکی برای اندازه‌گیری درجه اسپاستیسیته عضلانی است. هدف این تحقیق، بررسی اعتبار مقیاس اصلاح شده Tardieu در اندازه‌گیری اسپاستیسیته عضلات باز کننده زانوی بیماران مبتلا به سکته مغزی بود. روش: در تحقیق مقطعی حاضر با اندازه‌گیری‌های مکرر که در سال ۱۳۹۱ در یک درمانگاه فیزیوتراپی نورولوژیک دانشگاهی در تهران انجام شد، ۱۵ بیمار مبتلا به سکته مغزی با میانگین سنی $53/8 \pm 14/0$ سال که از مدت ابتلای آن‌ها $32/2 \pm 40/0$ ماه می‌گذشت، در مطالعه شرکت کردند. شدت کلینیکی اسپاستیسیته عضلات باز کننده زانو با استفاده از مقیاس اصلاح شده Tardieu ارزیابی شد و R_2-R_1 به عنوان معیار اصلی محاسبه گردید. برای محاسبه کار از یک دینامومتر ایزو کینتیک جهت اندازه‌گیری گشتاور-زاویه در طی اعمال حرکات غیر فعال در ۴ سرعت (۶۰، ۱۲۰، ۱۸۰ و ۲۴۰ درجه بر ثانیه) استفاده شد. شیب داده‌های کار-سرعت [ژول بر (درجه بر ثانیه)] با استفاده از رگرسیون خطی محاسبه گردید. آزمون‌های ANOVA با اندازه‌گیری مکرر و همبستگی Pearson جهت تحلیل داده‌ها مورد استفاده قرار گرفت.

یافته‌ها: کار انجام شده در سرعت‌های مختلف، تفاوت معنی‌داری داشت؛ به طوری که میزان کار با افزایش سرعت، کاهش نشان داد ($P < 0/01$). میانگین شیب داده‌های کار-سرعت برابر با $0/76$ - (انحراف معیار $0/78$) بود. بین جزء دینامیک اسپاستیسیته بر اساس مقیاس اصلاح شده Tardieu (R_2-R_1) و شیب داده‌های کار-سرعت همبستگی معنی‌داری مشاهده نشد ($P = 0/99$ ، $r = -0/04$).

نتیجه‌گیری: احتمال دارد مقیاس اصلاح شده Tardieu معیار معتبری جهت ارزیابی اسپاستیسیته عضلات باز کننده زانو نباشد.

واژه‌های کلیدی: سکته مغزی، اسپاستیسیته، مقیاس اصلاح شده Tardieu، دینامومتر ایزو کینتیک، کار، بیومکانیک

- ۱-استاد، گروه فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران ۲-دانشیار، گروه فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران ۳-استادیار، گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران ۴-مربی، گروه فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران ۵-کارشناس ارشد، گروه فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران
- *نویسنده مسؤول، آدرس پست الکترونیک: nakhostin@sina.tums.ac.ir

پذیرش مقاله: ۱۳۹۲/۹/۶

دریافت مقاله اصلاح شده: ۱۳۹۲/۸/۲۸

دریافت مقاله: ۱۳۹۲/۳/۱۹

مقدمه

اسپاستیسیته یک مشکل شایع به دنبال سکته مغزی است که موجب اختلال در الگوهای حرکتی و محدودیت قابل توجه در فعالیت‌های روزمره می‌گردد (۱، ۲). بر طبق تعریف، اسپاستیسیته یک اختلال حرکتی است که با افزایش وابسته به سرعت رفلکس کششی تونیک (تون عضلانی) و همچنین با تشدید رفلکس‌های تاندونی در اثر افزایش تحریک‌پذیری رفلکس کششی به عنوان جزئی از سندرم نورون محرکه فوقانی مشخص می‌شود (۳). ارزیابی اسپاستیسیته با استفاده از معیارهای پایا و معتبر برای پی بردن به تأثیر مداخلات درمانی مانند داروها، برنامه‌های ورزشی یا جراحی اهمیت دارد. در کل برای ارزیابی اسپاستیسیته از مقیاس‌های کلینیکی استفاده می‌شود که رایج‌ترین آن‌ها مقیاس Ashworth یا اصلاح شده آن (Modified Ashworth Scale) (۴-۶) و همچنین مقیاس اصلاح شده Tardieu (Modified Tardieu Scale) می‌باشد (۷).

مقیاس اصلاح شده Tardieu یک معیار کلینیکی برای ارزیابی اسپاستیسیته است که اگرچه به طور رایج در بیماران مبتلا به فلج مغزی استفاده می‌شود، اما در ارزیابی اسپاستیسیته بعد از سکته مغزی نیز کاربرد دارد. در مقیاس اصلاح شده Tardieu با توجه به واکنش عضله در برابر حرکت غیر فعال، ۵ درجه تعریف شده است که از صفر (عدم وجود مقاومت در برابر حرکت غیر فعال) تا ۴ (کلونوس خستگی‌ناپذیر) تعریف می‌گردد (۷). در این مقیاس، برای کشش عضله اسپاستیک از ۳ سرعت [حرکت آهسته (V_1)، حرکت تحت جاذبه (V_2) و حرکت سریع (V_3)] استفاده می‌شود. در حین انجام کشش غیر فعال تحت جاذبه یا حرکت سریع، زاویه‌ای که در آن اولین «کچ» در دامنه حرکتی بروز می‌کند، R_1 و دامنه حرکتی که با انجام حرکت غیر فعال آهسته به دست می‌آید، R_2 ثبت می‌گردد. در ارزیابی اسپاستیسیته، تفاوت بین R_1 و R_2 اهمیت دارد و به عنوان شاخص اصلی شدت اسپاستیسیته در

نظر گرفته می‌شود؛ به طوری که اختلاف زیاد بین R_1 و R_2 مؤید اسپاستیسیته و اختلاف کم نمایانگر کوتاهی بافتی یا کنتراکچر (Contracture) می‌باشد. به این ترتیب، مقیاس اصلاح شده Tardieu برای متمایز کردن اسپاستیسیته از کنتراکچر مفید است.

در زمینه پایایی و اعتبار مقیاس اصلاح شده Tardieu تحقیقات کمی صورت گرفته است (۸). تحقیقاتی که در زمینه پایایی این مقیاس در کودکان فلج مغزی (۹، ۱۰) و در بزرگسالان از جمله بیماران مبتلا به سکته مغزی (۱۱-۱۳) انجام شده است، نتایج متفاوتی را نشان داده‌اند. مطالعه‌ای ارتباط بین مقیاس Ashworth و Tardieu را با فعالیت الکترومیوگرافی در ۱۶ بیمار مبتلا به سکته مغزی در ارزیابی عضلات خم کننده و باز کننده آرنج و همچنین عضلات پلاتنار فلکسور و دورسی فلکسور میچ پا مورد مقایسه قرار داد. ضریب همبستگی Pearson بین مقیاس Tardieu با معیار الکترومیوگرافی برای فلکسورهای آرنج برابر با ۰/۸۶ و برای پلاتنار فلکسورهای میچ پا معادل ۰/۶۲ بود. همبستگی بین مقیاس Tardieu و معیار آزمایشگاهی برای فلکسورهای آرنج و پلاتنار فلکسورهای میچ پا در کنتراکچر به ترتیب ۰/۸۹ و ۰/۸۴ بود. لذا مقیاس Tardieu قادر به تمایز اسپاستیسیته از کنتراکچر می‌باشد (۱۴).

به تازگی اعتبار محتوایی مقیاس Tardieu و Ashworth در ۲۷ کودک مبتلا به فلج مغزی مورد بررسی قرار گرفت و گزارش گردید که مقیاس Tardieu در تشخیص وجود اسپاستیسیته، وجود کنتراکچر و شدت آن مؤثرتر از مقیاس Ashworth است (۱۵).

برای اندازه‌گیری کمی اسپاستیسیته روش‌های نوروفیزیولوژیک (مانند رفلکس H و فعالیت الکترومیوگرافی) و بیومکانیک (مانند آزمون Pandulum و Wartenberg) مختلفی وجود دارد (۱۶). یکی از روش‌های بیومکانیک برای اندازه‌گیری اسپاستیسیته، استفاده از دینامومتر ایزوکیتیک است (۱۷، ۱۸). با استفاده از

۱۳۹۱ در درمانگاه فیزیوتراپی نورولوژیک دانشکده توان بخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران انجام شد. قبل از شروع آزمون، رضایت نامه کتبی از بیمار یا همراهش اخذ گردید. معیارهای پیامد عبارت از جزء دینامیک مقیاس اصلاح شده Tardieu (R_2-R_1) و شیب داده های کار-سرعت بود.

از میان بیماران مراجعه کننده به کلینیک های فیزیوتراپی و کاردرمانی دانشکده توان بخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران، بیماران مبتلا به سکته مغزی به ترتیب و بر پایه ضوابط ورود و خروج انتخاب شدند. معیارهای ورود شامل اولین ابتلا به سکته مغزی، سن بالای ۱۸ سال، گذشتن حداقل یک ماه از شروع سکته مغزی و توانایی درک دستورات و تبعیت از آنها بود. معیارهای خروج عبارت از مصرف داروهای ضد اسپاستیسیت، درد در اندام تحتانی، محدودیت حرکات زانو (بیشتر از ۱۵ درجه)، منع حرکت غیر فعال در مفاصل مورد آزمون و وجود ضایعات نورولوژیک دیگر مانند بیماری پارکینسون و MS (Multiple sclerosis) بود.

اندازه گیری کلینیکی اسپاستیسیت: پس از ثبت اطلاعات فردی، ابتدا اندازه گیری اسپاستیسیت به وسیله مقیاس اصلاح شده Tardieu توسط فیزیوتراپیست انجام گرفت. به این ترتیب که از بیمار خواسته می شد به صورت طاق باز روی تخت زیر یک فریم بخوابد. سپس مفصل ران سمت مبتلا با استفاده از اسلینگ و طناب، در زاویه ۹۰ درجه به صورت خم نگه داشته شد و با قرار دادن یک دست در دیستال ران و دست دیگر در دیستال ساق، مفصل زانو به صورت غیر فعال باز می شد و زاویه مربوطه ثبت می گردید. پس از آن زانو با سرعت آهسته (V_1)، از وضعیت کاملاً صاف به وضعیت خم برده شد و زاویه به دست آمده (R_2 که می باشد)، به وسیله گونیامتر و با قرار دادن بازوی ثابت در امتداد تروکانتر بزرگ ران و بازوی متحرک در امتداد قوزک خارجی و محور آن مماس با اپی کوندیل خارجی

دینامومتر ایزو کینتیک اعمال حرکت غیر فعال با سرعت کنترل شده ممکن می شود و محقق می تواند سرعت حرکت و زاویه حرکت را استاندارد کند و مقدار نیروی تولید شده توسط عضله در برابر حرکت غیر فعال را به طور عینی ثبت نماید. با دینامومتر ایزو کینتیک حرکت غیر فعال در طی دامنه حرکتی با سرعت تعیین شده به عضو اعمال می شود و گشتاور مقاومتی در برابر حرکت غیر فعال اندازه گیری می گردد. معیار بیومکانیکی اسپاستیسیت در این تحقیق عبارت از شیب داده های کار-سرعت که مشتق از شاخص های مکانیکی (یعنی گشتاور، جابه جایی و کار) و اصول آماری (یعنی رگرسیون خطی) است. شیب داده های کار-سرعت یک عدد منفرد است که از یکپارچه کردن سه جزء اصلی مشخصه اسپاستیسیت یعنی سرعت، مقاومت و دامنه حرکتی برای اندازه گیری شدت اسپاستیسیت به دست می آید (۱۹). با توجه به عدم وجود معیار استاندارد در تحقیق حاضر، از شیب کار-سرعت به عنوان معیار بیومکانیکی جهت بررسی اعتبار مقیاس اصلاح شده Tardieu استفاده شد.

تاکنون تحقیقات اندکی در زمینه اعتبار مقیاس اصلاح شده Tardieu انجام شده است؛ بنابراین هدف از پژوهش حاضر، بررسی بیومکانیکی اعتبار مقیاس اصلاح شده Tardieu با استفاده از دینامومتر ایزو کینتیک در اندازه گیری اسپاستیسیت عضلات باز کننده زانو در بیماران مبتلا به سکته مغزی بود.

روش بررسی

تحقیق حاضر به صورت مقطعی با اندازه گیری های مکرر طراحی شد و در آن ارتباط مقیاس کلینیکی اصلاح شده Tardieu با معیار بیومکانیکی شیب کار-سرعت مورد بررسی قرار گرفت. پروتکل تحقیق به وسیله شورای پژوهشی دانشکده توان بخشی و کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی تهران تصویب شده بود. تحقیق حاضر در سال

برای تحلیل استفاده شد. داده‌های ۵ درجه اول حرکت برای اجتناب از اثرات گشتاور، تحلیل نشد. پس از استخراج داده‌های مربوط به گشتاور و زاویه، فایل حاصل شده در نرم‌افزاری که به منظور محاسبه کار طراحی شده بود، تجزیه و تحلیل گردید و ضمن اصلاح اثر جاذبه، سطح زیر منحنی گشتاور-جابجایی برای هر سرعت به عنوان میزان کار محاسبه شد. کار برای هر فرد به ازای هر یک از سرعت‌ها و شیب داده‌های کار-سرعت [ژول بر (درجه بر ثانیه)] به عنوان معیار بیومکانیکی اسپاستیسیته محاسبه شد (۲۰، ۱۹، ۱۷). جهت تجزیه و تحلیل داده‌ها و محاسبه شاخص‌های آماری تمایل مرکزی و پراکندگی از نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۷ (version 17, SPSS Inc., Chicago, IL) استفاده شد. میانگین کار در سرعت‌های مختلف با استفاده از آزمون ANOVA با اندازه‌گیری مکرر تحلیل گردید. برای بررسی ارتباط بین مقیاس اصلاح شده Tardieu (R_2-R_1) با شیب داده‌های کار-سرعت از آزمون همبستگی Pearson استفاده شد.

نتایج

در پژوهش حاضر ۱۵ بیمار مبتلا به سکته مغزی (۱۰ مرد و ۵ زن) با میانگین سنی $53/8 \pm 14/0$ سال (حداقل ۱۹ و حداکثر ۷۲) و میانگین مدت ابتلا به بیماری $32/2 \pm 40/0$ ماه (حداقل ۴ و حداکثر ۱۰۸) شرکت کردند. از بیماران، ۸ نفر هم‌پلژی (فلج یک طرفه) راست و ۷ نفر هم‌پلژی چپ داشتند. شدت اسپاستیسیته عضلات بازکننده زانوی این افراد بر مبنای مقیاس اصلاح شده Tardieu از صفر تا ۲ با میانه ۱ (دامنه چارکی ۰-۲) بود. شدت واکنش کیفیت عضلانی ۶ نفر برابر با ۰، ۴ نفر برابر با ۱ و ۵ نفر برابر با ۲ بود. بیماری با شدت اسپاستیسیته درجه ۳ یا ۴ وجود نداشت. جدول ۱ میانگین شاخص‌های مقیاس اصلاح شده Tardieu را نشان می‌دهد.

کار انجام شده بر روی زانوی بیماران با افزایش سرعت کاهش یافت (جدول ۲). آزمون Mauchly نشان داد که

ران ثابت گردید. سپس با همان دست‌گذاری قبلی، زانو دوباره تا حد ممکن باز می‌شد و ضمن این‌که از بیمار خواسته می‌شد عضلات خود را شل کند، ساق پا تحت نیروی جاذبه (V_2) رها و درجه کیفیت واکنش عضله ثبت می‌شد. در صورتی که شدت کیفیت عضله درجه ۲ یا بالاتر بود، زاویه کچ مانند قبل اندازه‌گیری و ثبت می‌گردید (R_1) (۷).

اندازه‌گیری بیومکانیکی اسپاستیسیته: از دینامومتر بایودکس (Biodex Medical Systems, Inc, Shirley, New York) برای اندازه‌گیری گشتاور-زاویه استفاده شد. بعد از اندازه‌گیری کلینیکی اسپاستیسیته، از بیمار خواسته شد که به مدت ۵ دقیقه روی صندلی دستگاه بایودکس بنشیند و عضلاتش را شل کند. وضعیت بیمار، دامنه حرکتی، سرعت زاویه‌ای و وضعیت شروع و انتهای حرکت استاندارد شده بود. برای آزمون، بیمار روی صندلی با مفصل ران در زاویه ۸۰ درجه و مفصل زانو در وضعیت ۹۰ درجه خم شده نشست. تنه توسط نوارهای کمربند و سینه‌ای و ران از بالای زانو ثابت شده بود. با محور دینامومتر در راستای محور چرخش زانو، بازوی اهرم فعال دینامومتر ۳ سانتی‌متر بالای قوزک خارجی به ساق بسته و دینامومتر بر روی حرکت غیر فعال اکستریک تنظیم شده بود. از بیمار خواسته شد تا آن‌جا که می‌تواند پای خود را شل کند و در حین انجام حرکات غیر فعال، کمک یا مقاومتی در برابر حرکت نکند. دامنه حرکتی ۹۰ درجه بود (۰ تا ۹۰ درجه خم شدن).

مقاومت در برابر حرکت غیر فعال خم کردن زانو با ثبت گشتاور مقاومتی (Nm) در حین حرکت با سرعت‌های ۶۰، ۱۲۰، ۱۸۰ و ۲۴۰ درجه بر ثانیه که با ترتیب تصادفی انجام شد، اندازه‌گیری گردید. در هر سرعت ۵ حرکت غیر فعال زانو انجام می‌شد. فاصله بین هر حرکت غیر فعال یک ثانیه و فاصله بین ارزیابی در هر سرعت ۶۰ ثانیه بود. اولین حرکت غیر فعال در هر سرعت

فرض کرویت برقرار است؛ بنابراین واریانس تفاوت‌ها از لحاظ آماری معنی‌دار نبود ($\chi^2 = 9/71$, $P = 0/09$).

نتایج نشان داد که تفاوت معنی‌داری در کار انجام شده در سرعت‌های مختلف وجود دارد و با افزایش سرعت، میزان کار کاهش داشت ($F_{(3, 42)} = 8/17$, $P < 0/01$) (شکل ۱). بر پایه آزمون Bonferroni، کار در سرعت ۶۰ و ۱۲۰ درجه بر ثانیه نسبت به کار انجام شده در سرعت ۲۴۰

درجه بر ثانیه اختلاف معنی‌داری را نشان داد (به ترتیب $P = 0/02$ ، $P = 0/05$).

میانگین شیب داده‌های کار-سرعت ۰/۷۶- بود (انحراف معیار برابر با ۰/۷۸، حداقل ۲/۱۱- و حداکثر ۰/۲۶). بر طبق آزمون Pearson، همبستگی معنی‌داری بین جزء دینامیک اسپاستیسیته مقیاس اصلاح شده Tardieu ($R_T - R_1$) و شیب داده‌های کار-سرعت مشاهده نشد ($r = -0/04$, $P = 0/99$).

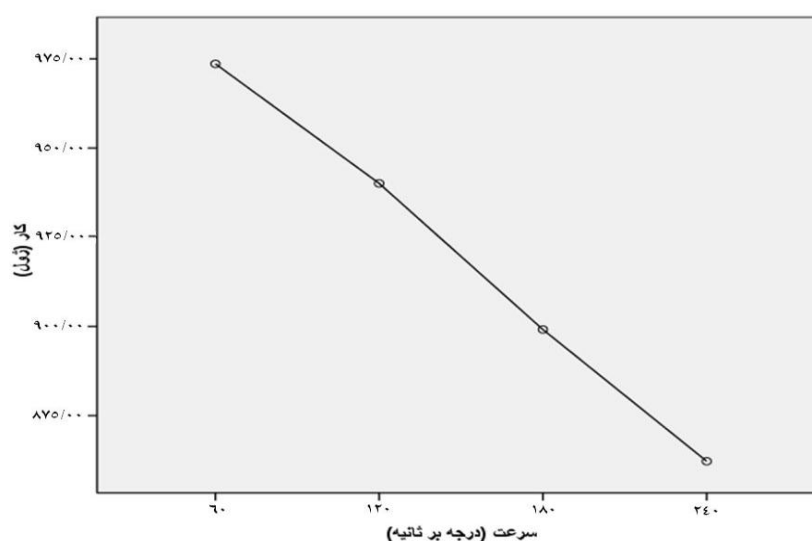
جدول ۱. نتایج به دست آمده برای R_1 و R_T و $R_T - R_1$ مقیاس اصلاح شده Tardieu

متغیر	شاخص آماری		
	میانگین \pm انحراف معیار	حداقل	حداکثر
R_1	$76/93 \pm 34/90$	۲۲	۱۲۴
R_T	$97/70 \pm 15/86$	۶۲	۱۲۴
$R_T - R_1$	$20/73 \pm 32/00$	۰	۹۰

دامنه حرکتی غیر فعال R_T : زاویه بروز کچ R_1 : تفاوت بین R_T و R_1 $R_T - R_1$

جدول ۲. کار انجام شده در سرعت‌های ۶۰، ۱۲۰، ۱۸۰ و ۲۴۰ درجه بر ثانیه

متغیر	شاخص آماری		
	میانگین \pm انحراف معیار	حداقل	حداکثر
کار	$973/61 \pm 220/09$	۵۸۷/۰۹	۱۲۶۸/۹۹
(ژول)	$940/08 \pm 264/74$	۴۵۷/۱۸	۱۳۲۵/۲۳
	$899/13 \pm 248/90$	۳۵۴/۱۰	۱۲۷۵/۲۶
	$862/20 \pm 283/55$	۳۶۶/۹۴	۱۳۴۲/۰۷



شکل ۱. کار انجام شده به صورت تابعی از سرعت انجام شده به وسیله دینامومتر ایزو کینتیک در کشش غیر فعال عضلات باز کننده زانوی بیماران مبتلا به سکنه مغزی

بحث

در تحقیق حاضر ارتباط معنی داری بین جزء دینامیک اسپاستیسیته (یعنی $R_2 - R_1$ مقیاس اصلاح شده Tardieu) و شیب داده‌های کار-سرعت یافت نشد. بررسی بیومکانیک اعتبار مقیاس اصلاح شده Tardieu پیش تر گزارش نشده بود و این اولین گزارش می‌باشد.

در تحقیق حاضر، نه تنها افزایش خطی معنی دار مقادیر کار با افزایش سرعت مشاهده نشد؛ بلکه با افزایش سرعت، مقدار کار کاهش یافت. نتیجه تحقیق حاضر با نتایج پژوهشگران قبلی (۱۷) همخوانی دارد. آنان گزارش کردند که مقادیر گشتاور حداکثر و کار در بیماران مبتلا به سکنه مغزی با افزایش سرعت کاهش یافت (۱۷). کاهش کار با افزایش سرعت به معنی کاهش مقاومت در برابر حرکت غیر فعال و بنابراین کاهش اسپاستیسیته می‌باشد. دلایل این کاهش می‌تواند به علت مکانیزم عادت و تطابق رفلکس با حرکات مکرر (۲۱) و یا تغییرات تیکسوتروپیک (thixotropy) و مکانیکی (۲۳، ۲۲) و همچنین تغییرات مکانیکی در واحد عضلانی تاندونی باشد (۲۵، ۲۴).

محققین با بررسی تغییرات اسپاستیسیته در طی حرکات غیر فعال ایزو کینتیک زانو در بیماران مبتلا به سکنه مغزی، گزارش کردند که حرکات غیر فعال مکرر در اثر ترکیبی از عوامل عصبی و مکانیکی باعث کاهش اسپاستیسیته می‌شود، اما عوامل رفلکسی در کشش عضلات باز کننده یعنی حرکت خم کردن زانو نقشی ندارد (۲۶). یافته‌های Nuyens و همکاران (۲۶) و Dietz و همکاران (۲۷) به این نکته مهم اشاره دارد که در تحقیقات اسپاستیسیته در شرایط مختلف آزمون، عوامل مختلفی مانند سرعت و جهت حرکت غیر فعال ممکن است نقش داشته باشد. با توجه به این که حرکات اعمال شده در تحقیق حاضر به صورت خم کردن و باز کردن زانو و کشش غیر فعال ایزو کینتیک متناوب عضلات خم کننده و باز کننده زانو انجام می‌شد، بنابراین عدم افزایش کار با افزایش سرعت زاویه‌ای ممکن است ناشی از عوامل عصبی و مکانیکی و یا هر دو باشد (۲۹، ۲۸). با این حال، بعضی مطالعات بر عکس این یافته را گزارش کرده‌اند؛ یعنی با افزایش سرعت حرکت غیر فعال، افزایش کار در بیماران فلج مغزی (۱۹)، افزایش گشتاور حداکثر در بیماران مبتلا به سکنه مغزی (۱۸) و افزایش

وابسته به سرعت گشتاور مقاومتی با منشأ مکانیکی را در بیماران مبتلا به ضایعه مغزی بیان نمودند (۲۲).

برای آزمون‌های بیومکانیکی، ۴ سرعت به طور تصادفی اعمال می‌شد که این سرعت‌ها به ترتیب از پایین به بالا نبود. اعمال تصادفی سرعت‌ها به این معنی است که کاهش کار در سرعت‌های بالا ناشی از اثرات تحرک اولیه در سرعت‌های پایین نمی‌باشد. در مطالعه‌ای سرعت‌ها به ترتیب اعمال گردید (۶۰، ۱۸۰ و ۳۰۰ درجه بر ثانیه) و نشان داده شد که کاهش گشتاور در سرعت‌های ۱۸۰ و ۳۰۰ درجه بر ثانیه بیشتر از ۶۰ درجه بر ثانیه بود (۲۸). با توجه به این که سفتی کلی مفصل ترکیب سفتی عصبی و غیر عصبی است، کاهش کار در سرعت‌های بالاتر شاید نشانگر کاهش نقش عوامل عصبی در سفتی به عنوان مکانیزمی برای تحمل سرعت‌های بالا و جلوگیری از آسیب عضله اسپاستیک باشد.

بیان شده است که مقیاس اصلاح شده Tardieu مقیاس مناسب و معتبری برای اندازه‌گیری اسپاستیسیت (نه مقاوت در برابر حرکت غیر فعال) است؛ چرا که منطبق با تعریف نوروفیزیولوژیک، در آن از سرعت‌های مختلف استفاده می‌شود و می‌تواند اسپاستیسیت را از کنتراکچر متمایز کند (۱۵، ۴۸). اندازه‌گیری بیومکانیکی گشتاور و کار ممکن است به طور عمده تحت تأثیر تغییرات مکانیکی، اندازه عضو و سایر ویژگی‌های ویسکوالاستیک عضله اسپاستیک باشد (۱۷، ۳۰). در حقیقت به نظر می‌رسد که گشتاور مقاومتی و کار اجزای ویسکوالاستیک را اندازه‌گیری می‌کنند تا اجزای اسپاستیک عصبی. استفاده از آزمون‌های نوروفیزیولوژیک مانند اندازه‌گیری فعالیت الکترومیوگرافیک عضله احتمال دارد که بتواند ویژگی افزایش مقاومت وابسته به سرعت عضله اسپاستیک را نشان دهد. در پژوهشی برای ارزیابی بیومکانیکی و الکترومیوگرافی عضلات پلاتار فلکسور بیماران مبتلا به سکنه مغزی با وجود عدم افزایش گشتاور و کار با افزایش

سرعت، فعالیت الکترومیوگرافی عضلات اسپاستیک افزایش خطی معنی‌داری را نشان داد (۱۷). در صورتی که مقیاس اصلاح شده Tardieu معیار اسپاستیسیت باشد، فعالیت الکترومیوگرافی عضله اسپاستیک به عنوان جزء رفلکسی اسپاستیسیت می‌تواند معیار مناسبی برای نشان دادن اسپاستیسیت و بررسی اعتبار مقیاس اصلاح شده Tardieu باشد؛ بنابراین تکرار چنین تحقیقی با استفاده از شاخص‌های رفلکس کششی و فعالیت عضلانی پیشنهاد می‌شود.

در تحقیق حاضر، میانگین شیب داده‌های کار-سرعت برای مقادیر کار منفی بود. منفی شدن شیب کار بر خلاف نتایج تحقیقی است که در کودکان مبتلا به فلج مغزی اسپاستیک در مقایسه با کودکان سالم انجام شد. در کودکان فلج مغزی گشتاورهای مقاوم با افزایش سرعت بیشتر شد و شیب داده‌های کار-سرعت در هر دو گروه کودکان سالم و بیمار مثبت به دست آمد (در کودکان سالم نزدیک به صفر و در کودکان اسپاستیک ۱۰ برابر بیشتر) (۱۹).

منفی شدن شیب در پژوهش حاضر، شاید به این معنی است که شدت اسپاستیسیت در بیماران پایین می‌باشد (شدت اسپاستیسیت ۱۰ نفر از بیماران ۰ و ۱ بود). منفی شدن شیب در این تحقیق همسو با گزارشی است که نشان داد در بیماران فلج مغزی که شدت اسپاستیسیت پایینی داشتند، مقادیر گشتاور حداکثر و شیب منفی بیان گردید (۲۰). از طرف دیگر، از سرعت ۷۲ برای کشش عضله استفاده شد (۷). اسپاستیسیت وابسته به سرعت است و با افزایش سرعت، مقاومت بیشتری از عضله اسپاستیک برانگیخته می‌شود. اعمال کشش با سرعت ۷۲ شاید باعث گردیده است که پاسخ اسپاستیک برانگیخته نشود (بیماران با درجه ۰) و یا پاسخ کمتری برانگیخته شود (بیماران با درجه ۱)؛ پس انجام تحقیق در بیماران دارای شدت اسپاستیسیت بیشتر و با سرعت بالاتر (۷۲) ضرورت دارد.

ناکافی بیماران در تحقیق حاضر می‌باشد. انجام تحقیق با تعداد نمونه‌های بیشتر و با طیف کاملی از نمرات مقیاس اصلاح شده Tardieu ضرورت دارد.

نتیجه‌گیری

نتیجه این تحقیق نشان داد که مقیاس اصلاح شده Tardieu با شیب داده‌های کار- سرعت ارتباط معنی‌داری ندارد. عدم ارتباط مقیاس اصلاح شده Tardieu با شیب کار- سرعت در این نمونه از بیماران مبتلا به سکته مغزی، بیانگر آن است که مقیاس اصلاح شده Tardieu شاید اعتبار کافی را به عنوان معیار ارزیابی اسپاستیسیته ندارد. انجام تحقیقات بیشتر در زمینه اعتبار مقیاس اصلاح شده Tardieu ضرورت دارد.

سپاسگزاری

بدین وسیله از دانشگاه علوم پزشکی تهران به جهت حمایت مالی این تحقیق تشکر و قدردانی می‌گردد. همچنین از بیماران شرکت کننده در طرح تشکر می‌نمایم.

دلیل دیگر منفی شدن شیب شاید به دلیل اثرات کشش باشد. با اعمال ۵ حرکت غیر فعال در ۴ سرعت مختلف، کشش عضله از طریق مکانیکی و تطابق رفلکسی باعث کاهش شدت اسپاستیسیته و مقاومت در برابر حرکت غیر فعال و سرانجام منفی شدن داده‌های گشتاور و شیب می‌شود. علت دیگر منفی شدن شیب، نبودن بیماران با درجات بالای مقیاس اصلاح شده Tardieu بود. نبودن درجات بالای مقیاس اصلاح شده Tardieu منطبق با تحقیقات قبلی است (۳۱، ۱۲). درجات ۳ و ۴ مقیاس اصلاح شده Tardieu مبتنی بر وجود کلونوس است. کلونوس در همه عضلات به راحتی برانگیخته نمی‌شود. در ضمن کلونوس اگرچه ممکن است با اسپاستیسیته همراه باشد، اما یک علامت جدا و مستقل از اسپاستیسیته می‌باشد (۳۲، ۸).

تعاریف درجات بالای مقیاس اصلاح شده Tardieu بر پایه وجود کلونوس، اعتبار این مقیاس را مورد سؤال قرار می‌دهد (۸). از دلایل احتمالی منفی شدن شیب، نبودن درجات بالای مقیاس اصلاح شده Tardieu و همچنین تعداد

References

1. Marciniak C. Poststroke hypertonicity: upper limb assessment and treatment. *Top Stroke Rehabil* 2011; 18(3): 179-94.
2. Bhakta BB. Management of spasticity in stroke. *Br Med Bull* 2000; 56(2): 476-85.
3. Lance JW. The control of muscle tone, reflexes, and movement: Robert Wartenberg Lecture. *Neurology* 1980; 30(12): 1303-13.
4. Ashworth B. Preliminary trial of carisoprodol in multiple sclerosis. *Practitioner* 1964; 192: 540-2.
5. Bohannon RW, Smith MB. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Phys Ther* 1987; 67(2): 206-7.
6. Ansari NN, Naghdi S, Moammeri H, Jalaie S. Ashworth Scales are unreliable for the assessment of muscle spasticity. *Physiother Theory Pract* 2006; 22(3): 119-25.
7. Boyd RN, Graham HK. Objective measurement of clinical findings in the use of botulinum toxin type A for the management of children with cerebral palsy. *European Journal of Neurology* 1999; 6(Suppl 4): s23-s35.
8. Haugh AB, Pandyan AD, Johnson GR. A systematic review of the Tardieu Scale for the measurement of spasticity. *Disabil Rehabil* 2006; 28(15): 899-907.
9. Gracies JM, Burke K, Clegg NJ, Browne R, Rushing C, Fehlings D, et al. Reliability of the Tardieu Scale for assessing spasticity in

- children with cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil* 2010; 91(3): 421-8.
10. Yam WK, Leung MS. Interrater reliability of Modified Ashworth Scale and Modified Tardieu Scale in children with spastic cerebral palsy. *J Child Neurol* 2006; 21(12): 1031-5.
 11. Singh P, Joshua AM, Ganeshan S, Suresh S. Intra-rater reliability of the modified Tardieu scale to quantify spasticity in elbow flexors and ankle plantar flexors in adult stroke subjects. *Ann Indian Acad Neurol* 2011; 14(1): 23-6.
 12. Ansari NN, Naghdi S, Hasson S, Azarsa MH, Azarnia S. The Modified Tardieu Scale for the measurement of elbow flexor spasticity in adult patients with hemiplegia. *Brain Inj* 2008; 22(13-14): 1007-12.
 13. Ansari NN, Naghdi S, Hasson S, Rastgoo M, Amini M, Forogh B. Clinical assessment of ankle plantarflexor spasticity in adult patients after stroke: inter-and intra-rater reliability of the Modified Tardieu Scale. *Brain Inj* 2013; 27(5): 605-12.
 14. Patrick E, Ada L. The Tardieu Scale differentiates contracture from spasticity whereas the Ashworth Scale is confounded by it. *Clin Rehabil* 2006; 20(2): 173-82.
 15. Alhusaini AA, Dean CM, Crosbie J, Shepherd RB, Lewis J. Evaluation of spasticity in children with cerebral palsy using Ashworth and Tardieu Scales compared with laboratory measures. *J Child Neurol* 2010; 25(10): 1242-7.
 16. Voerman GE, Gregoric M, Hermens HJ. Neurophysiological methods for the assessment of spasticity: the Hoffmann reflex, the tendon reflex, and the stretch reflex. *Disabil Rehabil* 2005; 27(1-2): 33-68.
 17. Kim DY, Park CI, Chon JS, Ohn SH, Park TH, Bang IK. Biomechanical assessment with electromyography of post-stroke ankle plantar flexor spasticity. *Yonsei Med J* 2005; 46(4): 546-54.
 18. Firoozbakhsh KK, Kunkel CF, Scremin AM, Moneim MS. Isokinetic dynamometric technique for spasticity assessment. *Am J Phys Med Rehabil* 1993; 72(6): 379-85.
 19. Engsberg JR, Olree KS, Ross SA, Park TS. Quantitative clinical measure of spasticity in children with cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil* 1996; 77(6): 594-9.
 20. Pierce SR, Lauer RT, Shewokis PA, Rubertone JA, Orlin MN. Test-retest reliability of isokinetic dynamometry for the assessment of spasticity of the knee flexors and knee extensors in children with cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil* 2006; 87(5): 697-702.
 21. Schmit BD, Dewald JP, Rymer WZ. Stretch reflex adaptation in elbow flexors during repeated passive movements in unilateral brain-injured patients. *Arch Phys Med Rehabil* 2000; 81(3): 269-78.
 22. Singer BJ, Dunne JW, Singer KP, Allison GT. Velocity dependent passive plantarflexor resistive torque in patients with acquired brain injury. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2003; 18(2): 157-65.
 23. Vattanasilp W, Ada L, Crosbie J. Contribution of thixotropy, spasticity, and contracture to ankle stiffness after stroke. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 2000; 69(1): 34-9.
 24. Dietz V. Role of peripheral afferents and spinal reflexes in normal and impaired human locomotion. *Rev Neurol (Paris)* 1987; 143(4): 241-54.
 25. Dietz V, Quintern J, Berger W. Electrophysiological studies of gait in spasticity and rigidity. Evidence that altered mechanical properties of muscle contribute to hypertonia. *Brain* 1981; 104(3): 431-49.

26. Nuyens GE, De Weerd WJ, Spaepen AJ, Jr., Kiekens C, Feys HM. Reduction of spastic hypertonia during repeated passive knee movements in stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil* 2002; 83(7): 930-5.
27. Dietz V, Trippel M, Berger W. Reflex activity and muscle tone during elbow movements in patients with spastic paresis. *Ann Neurol* 1991; 30(6): 767-79.
28. Burke D, Wissel J, Donnan GA. Pathophysiology of spasticity in stroke. *Neurology* 2013; 80(3 Suppl 2): S20-S26.
29. Gracies JM. Pathophysiology of spastic paresis. I: Paresis and soft tissue changes. *Muscle Nerve* 2005; 31(5): 535-51.
30. Katz RT, Rovai GP, Brait C, Rymer WZ. Objective quantification of spastic hypertonia: correlation with clinical findings. *Arch Phys Med Rehabil* 1992; 73(4): 339-47.
31. Mehrholz J, Wagner K, Meissner D, Grundmann K, Zange C, Koch R, et al. Reliability of the Modified Tardieu Scale and the Modified Ashworth Scale in adult patients with severe brain injury: a comparison study. *Clin Rehabil* 2005; 19(7): 751-9.
32. Scholtes VA, Becher JG, Beelen A, Lankhorst GJ. Clinical assessment of spasticity in children with cerebral palsy: a critical review of available instruments. *Dev Med Child Neurol* 2006; 48(1): 64-73.

A Validity Study of the Modified Tardieu Scale in Measuring Poststroke Knee Extensor Spasticity

Noureddin Nakhostin Ansari, Ph.D.^{1*}, Soofia Naghdi, Ph.D.², Mehdi Dadgou, Ph.D.³, Maryam Senobari, M.Sc.⁴,
Samaneh Gholami, M.Sc.⁵, Azadeh Tabatabaei, M.Sc.⁵

1. Professor, Department of Physiotherapy, School of Rehabilitation, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

2. Associate Professor, Department of Physiotherapy, School of Rehabilitation, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

3. Assistant Professor, Department of Physiotherapy, School of Rehabilitation Sciences, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

4. Lecturer, Department of Physiotherapy, School of Rehabilitation, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

5. Department of Physiotherapy, School of Rehabilitation, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

* Corresponding author; E-mail: nakhostin@sina.tums.ac.ir

(Received: 9 June 2013)

Accepted: 27 Nov. 2013)

Abstract

Background & Aims: The Modified Tardieu Scale (MTS) is a clinical scale for measuring the degree of muscle spasticity. The aim of this study was to evaluate the validity of the MTS in measuring poststroke knee extensor spasticity.

Methods: This was a cross-sectional study performed in 2012 at a university clinic of neurological physiotherapy in Tehran, Iran, with repeated measurements. In the present study, 15 poststroke patients with a mean age of 53.8 ± 14.0 years and mean time since stroke of 40.0 ± 32.2 months participated. The knee extensor muscle spasticity was assessed using the MTS to calculate the R_2-R_1 as the main clinical measure. To calculate the work, an isokinetic dynamometer was used to quantify torque-angle data during passive movements at 4 speeds (60° , 120° , 180° , and $240^\circ/\text{sec}$). The linear regression was used to calculate the slope for the work-velocity data [Joule/(degree/sec)].

Results: There were significant differences between works done by the dynamometer at four speeds; as the speed increased the work decreased ($P < 0.01$). Mean (standard deviation) slope for the work-velocity data was -0.76 (0.78). There was no significant correlation between the dynamic component of MTS (R_2-R_1) and slope for the work-velocity data.

Conclusion: The results indicate that the MTS might not be a valid measure for assessing knee extensor muscle spasticity in this sample of patients after stroke.

Keywords: Stroke, Spasticity, Modified Tardieu Scale, Isokinetic dynamometer, Work, Biomechanics

Journal of Kerman University of Medical Sciences, 2014; 21(5): 405-415